



12

# EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

②<sup>1</sup> Anmeldenummer: 89122250.7

⑤ Int. Cl.<sup>5</sup>: **A61M 1/34**

Ⓣ Anmeldetaq: 02.12.89

③ Priorität: 13.12.88 DE 3841863

④<sup>3</sup> Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
20.06.90 Patentblatt 90/25

Benannte Vertragsstaaten:  
BE DE ES FR GB IT NL SE

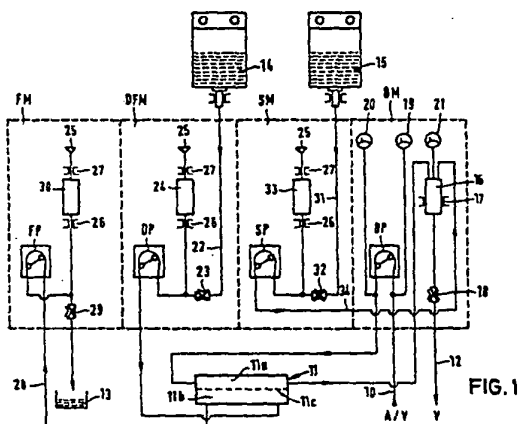
71 Anmelder: B. Braun Melsungen AG  
Carl-Braun Strasse  
D-3508 Melsungen(DE)

72) Erfinder: Rath, Dieter  
Franz-Gleim-Strasse 69  
D-3508 Melsungen(DE)  
Erfinder: von der Haar, Friedrich, Prof. Dr. rer.  
nat.  
Tilsiter Strasse 2  
D-3508 Melsungen(DE)

74 Vertreter: **Selting, Günther, Dipl.-Ing. et al**  
**Patentanwälte von Kreidler, Selting, Werner**  
**Deichmannhaus am Hauptbahnhof**  
**D-5000 Köln 1(DE)**

54) **Vorrichtung zur kontinuierlichen Hämofiltration und Hämodiafiltration.**

⑦ Ein Blutmonitor (BM) pumpt Blut vom Patienten durch einen Dialysator (11) oder ein Blutfilter und anschließend zum Patienten zurück. Im Falle der Entwässerung des Blutes wird die dem Blut entzogene Menge durch einen Filtrationsmonitor (FM) ermittelt und durch einen Substitutionsmonitor (SM) wird dem Patienten eine entsprechende Menge an Substitutionslösung zugeführt. Die Vorrichtung kann sowohl zum Entwässerung als auch bei Nierenversagen zur Dialyse benutzt werden. Hierzu ist ein Dialysierflüssigkeitsmonitor (DFM) zugeführt. Die Monitore enthalten Meßkammern (24,33,30), deren Füll- oder Entleerungszeiten gemessen werden, um unabhängig von der Fördergenauigkeit der verwendeten Pumpen eine exakte Mengenbilanzierung durchführen zu können.



**EP 0 373 455 A1**

## Vorrichtung zur kontinuierlichen Hämofiltration und Hämodiafiltration

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung der im Oberbegriff des Patentanspruchs 1 angegebenen Art.

Zur Entwässerung von Patienten auf Intensivstationen wird das Verfahren der kontinuierlichen arterio-venösen Hämofiltration (CAVH) oder der kontinuierlichen venovenösen Hämofiltration (CVVH) eingesetzt. Bei beiden Verfahren wird das Blut des Patienten über ein Filter geleitet, das dem Blut Wasser entzieht und zu dem Patienten wieder zurückführt. Bei der kontinuierlichen veno-venösen Hämofiltration wird zur Erreichung eines notwendigen Filtrationsdruckes eine Blutpumpe (Rollpumpe) eingesetzt. Bei Mehrfach-Organversagen kommt häufig ein akutes Nierenversagen hinzu. Bei derartigen Patienten reicht die einfache CVVH (oder CAVH) nicht aus, um neben der Flüssigkeitsabfuhr auch eine genügende Elimination toxischer Substanzen zu erreichen. In solchen Fällen wurde bisher die Flüssigkeitsabfuhr durch Erhöhen des Innendruckes der Blutseite des Filters erhöht. Die erhöhte Filtrationsmenge wurde in einem Bilanzierungsgefäß gesammelt und daraus die Filtrationsrate bestimmt. Um den Mehrverlust an Flüssigkeit auszugleichen, wurde den Patienten über eine handelsübliche Infusionspumpe Substitutionslösung zugeführt. Die üblicherweise als Schlauchpumpen ausgeführten Infusionspumpen haben eine Genauigkeit von ca. 5 %, was bei länger dauerndem Betrieb zu hohen Bilanzierungsfehlern bei der Messung der zugeführten Flüssigkeit führt.

Auch die Bestimmung der den Patienten entnommenen Flüssigkeit ist in dem Bilanzierungsgefäß stark fehlerbehaftet.

Bekannt sind ferner Vorrichtungen zur kontinuierlichen veno-venösen Hämodiafiltration (CVVHD), die mit Doppelschlauchpumpen als Filtrations- und Substitutionspumpen für Dialysierflüssigkeit arbeiten, auch diese haben in der Regel eine zu ungenaue Mengenbilanzierung wegen der Toleranzabweichung der Pumpenschläuche. Wegen der hohen Fehlerrate kann es nach etwa fünf Tagen zu starker Ödembildung kommen.

Aus DE 36 73 771 A1 ist eine Infusionsvorrichtung bekannt, mit der es möglich ist, die Menge der dem Patienten zugeführten Flüssigkeit mit hoher Genauigkeit zu bestimmen. Die Infusionsflüssigkeit wird in eine volumetrische Meßkammer geleitet, deren Füllstand überwacht wird. Die Zeit, die erforderlich ist, um die Flüssigkeit mit einer Schlauchpumpe von einem oberen Füllstand bis zu einem unteren Füllstand der Meßkammer abzupumpen, wird gemessen und mit einer der Soll-Infusionsrate entsprechende Soll-Entleerungszeit in

Beziehung gesetzt. Wenn die tatsächliche Entleerungszeit von der Soll-Entleerungszeit abweicht, wird die Pumpengeschwindigkeit entsprechend korrigiert, so daß der nächstfolgende Entleerungsvorgang in einer Zeit erfolgt, die der Soll-Entleerungszeit angenähert ist bzw. dieser entspricht. Diese bekannte Infusionsvorrichtung dient also dazu, eine vorgegebene Förderrate mit hoher Genauigkeit einzuhalten. Dies reicht jedoch für die Bilanzierung bei der Hämofiltration oder Hämodiafiltration nicht aus, weil sich dort die Flüssigkeitsmenge auf der Sekundärseite des Filters bzw. Dialysators selbständig einstellt und nicht durch eine Soll-Förderrate vorgegeben werden kann.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung der im Oberbegriff des Patentanspruchs 1 angegebenen Art zu schaffen, mit der die Filtrationsmenge, die das Filter passiert hat bzw. die Menge der den Dialysator verlassenden Dialysierflüssigkeit exakt bestimmt werden kann, um eine genaue Mengenbilanzierung der dem Patienten entnommenen und dem Patienten zugeführten Flüssigkeit durchführen zu können.

Die Lösung dieser Aufgabe erfolgt erfindungsgemäß mit den im kennzeichnenden Teil des Patentanspruchs 1 angegebenen Merkmalen.

Nach der Erfindung wird die auf der Sekundärseite des Filters oder Dialysators anfallende Flüssigkeitsmenge mit einer Meßkammer gemessen, indem die Füllzeit dieser Meßkammer ermittelt wird. Wenn die Flüssigkeit der Meßkammer über eine Pumpe zugeführt wird, wird die Pumpengeschwindigkeit entsprechend der bei dem vorherigen Vorgang ermittelten Fülldauer korrigiert, so daß die Förderrate der Pumpe exakt der gewünschten Flüssigkeitsabfuhr am Filter bzw. Dialysator entspricht. Die am Filter oder Dialysator anfallende Flüssigkeitsmenge kann der Meßkammer auch unter Schwerkrafteinwirkung zugeführt werden. In diesem Fall braucht nur die Füllzeit ermittelt zu werden, ohne daß die Fördergeschwindigkeit einer Pumpe nachreguliert werden muß.

Ein wesentlicher Vorteil der Erfindung besteht darin, daß die am Filter bzw. Dialysator anfallende Filtrationsmenge sehr genau gemessen werden kann und daß demnach eine sehr genaue Mengenbilanzierung der dem Patienten entnommenen und zugeführten Flüssigkeitsmenge möglich ist. Im Gegensatz zu dem bekannten Infusionssystem, bei dem eine Meßkammer dazu benutzt wird, um eine vorgegebene konstante Soll-Förderrate einzuhalten, erfolgt bei der Erfindung die Messung des am Filter bzw. Dialysator anfallenden Flüssigkeitsvolumens unter Verwendung einer Meßkammer mit Hilfe einer Zeitmessung. Die Filtrationsmenge ist nur

eine derjenigen Größen, die für die Mengenbilanzierung benötigt werden. Andere Größen sind die Menge der dem Patienten entnommenen Flüssigkeit und die Menge der dem Patienten zugeführten Flüssigkeit. Auch diese Flüssigkeitsmengen können nach dem Meßkammerprinzip ermittelt werden, wobei zusätzlich Pumpen zum Fördern dieser Flüssigkeiten erforderlich sind. Die generell zum Fördern derartiger Flüssigkeiten benutzten Schlauchpumpen ermöglichen keine exakte volumetrische Bestimmung des Fördervolumens anhand der Pumpendrehzahl. Dies liegt daran, daß die für die Pumpen benutzten Schläuche sich in ihren Abmessungen voneinander unterscheiden und unterschiedliches Verformungsverhalten haben. Daher werden diese Pumpen in weiterer Ausgestaltung der Erfindung ebenfalls in Verbindung mit Meßkammern eingesetzt, um die Förderraten dieser Pumpen einzustellen, daß sie exakt einer vorgegebenen Soll-Förderrate entsprechen.

Die Erfindung ermöglicht es insbesondere, dem Patienten während der Hämodialyse oder Hämodiafiltration eine Substitutionslösung in einer Menge zuzuführen, die exakt derjenigen Flüssigkeitsmenge entspricht, die dem Körper entzogen und nicht wieder zugeführt wird. Hierbei werden die Förderraten sämtlicher Flüssigkeiten nach dem Meßkammerprinzip mit hoher Genauigkeit ermittelt, so daß die Substitutionsmenge ebenfalls mit hoher Genauigkeit errechnet werden kann.

Im folgenden werden unter Bezugnahme auf die Zeichnungen Ausführungsbeispiele der Erfindung näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 ein schematisches Diagramm der Vorrichtung zur kontinuierlichen Hämodialyse und Hämodiafiltration in Anwendung bei der Hämodiafiltration,

Fig. 2 die Vorrichtung nach Fig. 1, jedoch ohne Zuführung einer Substitutionslösung,

Fig. 3 die Vorrichtung bei der Benutzung für die Hämodialyse, mit Zufuhr von Substitutionslösung und

Fig. 4 ein abgewandeltes Ausführungsbeispiel bei der Benutzung für die Hämodialyse.

Die Vorrichtung nach Fig. 1 enthält generell vier Monitore, nämlich den Filtrationsmonitor FM, den Dialysierflüssigkeitsmonitor DFM, den Substitutionsmonitor SM und den Blutmonitor BM.

Der Blutmonitor BM dient dazu, dem Patienten über eine Leitung 10 Blut zu entziehen, dieses Blut durch einen Dialysator 11 oder ein Filter zu leiten und es anschließend über eine Leitung 12 dem Patienten wieder zuzuführen. Der Filtrationsmonitor FM ist an die Sekundärseite des Dialysators 11 oder Filters angeschlossen und er empfängt und mißt diejenige Flüssigkeitsmenge, die den Dialysator verläßt. Diese Flüssigkeit wird anschließend einem Ablauf 13 zugeführt. Der Dialysierflüssigkeits-

monitor DFM wird nur bei der Hämodiafiltration (Dialyse) benutzt. Er ist an einen Dialysierflüssigkeitsbehälter 14 angeschlossen und führt der Sekundärseite des Dialysators 11 in vorbestimmter Förderrate die Dialysierflüssigkeit zu. Der Substitutionsmonitor SM ist an einen Behälter 15 mit Substitutionslösung angeschlossen und er gibt an den Blutmonitor BM Substitutionslösung in solcher Menge ab, daß die dem Körper entzogene und nicht anderweitig zugeführte Flüssigkeitsmenge durch die Substitutionslösung ersetzt wird.

Der Blutmonitor BM enthält eine Blutpumpe BP, deren Einlaß an die vom Patienten kommende Leitung 10 angeschlossen ist und deren Auslaß mit dem Einlaß der Blutkammer 11a des Dialysators 11 verbunden ist. Die Blutkammer 11a ist von der Sekundärkammer 11b durch die Membran 11c getrennt. Der Auslaß der Blutkammer 11a ist mit einem Einlaß eines Pufferbehälters 16 verbunden, der einen Luftsensordetektor 17 zur Ermittlung von eventuellen Luftblasen im Blut. Vom Pufferbehälter 16 führt die Leitung 12, die ein Ventil 18 enthält, zum Patienten. Diese Leitung 12 wird stets an eine Vene V des Patienten angeschlossen, während die Leitung 10 dann, wenn eine arterio-venöse Behandlung durchgeführt werden soll, an eine Arterie A angeschlossen wird, und, wenn eine veno-venöse Behandlung erfolgen soll, an eine Vene V angeschlossen wird.

Der Blutmonitor BM enthält außerdem verschiedene Druckmeßgeräte 19, 20, 21 zur Messung des Drucks vor und hinter der Blutpumpe BP sowie in dem druckdichten Puffergefäß 16.

Der Dialysierflüssigkeitsmonitor DFM enthält eine Leitung 22, die von dem Dialysierflüssigkeitsbehälter 14 über ein Ventil 23 zu der Meßkammer 24 und zum Einlaß der Dialysierflüssigkeitspumpe DP führt. Der Auslaß der Dialysierflüssigkeitspumpe DP ist an den Einlaß der Sekundärkammer 11b des Dialysators 11 angeschlossen. Das Ventil 23 wird jeweils über eine kurze Zeit geöffnet, so daß Dialysierflüssigkeit aus dem Behälter 14 unter Schwerkraftwirkung in die Meßkammer 24 einfließen kann. Die Pumpe DP kann hierbei weiterlaufen, weil ihre Förderrate viel geringer ist als die Rate der über das geöffnete Ventil 23 zufließenden Flüssigkeit. Das obere Ende der Meßkammer 24 ist über ein BelüftungsfILTER 25 mit der Atmosphäre verbunden. Ferner weist die Meßkammer 24 einen unteren Füllstandsdetektor 26 und einen oberen Füllstandsdetektor 27 auf. Sobald nach dem Öffnen des Ventils 23 der obere Füllstandsdetektor 27 angezeigt hat, daß die Meßkammer 24 mit Dialysierflüssigkeit gefüllt ist, wird das Ventil 23 geschlossen. Die Pumpe DP entleert dann den Meßbehälter 24 mit konstanter Förderrate. Wenn der untere Füllstandsdetektor 26 angesprochen hat, wird die Zeit gemessen, die zum Entleeren der

Meßkammer 24 benötigt wurde, also die Zeit zwischen dem Schließen des Ventils 23 und dem Ansprechen des unteren Füllstandsdetektors 26. Diese Zeit ist ein Maß für die tatsächliche Förderrate der Pumpe DP. Diese Förderrate wird einem (nicht dargestellten) Mikroprozessor zugeführt, der die Geschwindigkeit der Pumpe DP so einstellt, daß die Pumpe DP die Meßkammer in einer der Soll-Förderrate entsprechender Zeit entleert, so daß die Förderrate der Dialysierflüssigkeit gleich dem voreingestellten Sollwert wird.

Der Filtrationsmonitor FM enthält eine Filtrationspumpe FP, deren Einlaß über eine Leitung 28 mit dem Auslaß der Sekundärkammer 11b des Dialysators 11 verbunden ist. Der Auslaß der Filtrationspumpe FP ist über ein Ventil 29 mit dem Ablauf 13 oder mit einem Sammelbehälter verbunden. Ferner ist an den Auslaß der Pumpe FP das untere Ende einer Meßkammer 30 angeschlossen, in die bei geschlossenem Ventil 29 die Pumpe FP die Flüssigkeit hineinfördert. Auch die Meßkammer 30 ist mit einem BelüftungsfILTER 25, einem unteren Füllstandsdetektor 26 und einem oberen Füllstandsdetektor 27 ausgestattet. Die Pumpe FP fördert die die Sekundärkammer 11b des Dialysators verlassende Flüssigkeit bei geschlossenem Ventil 29 in den Meßbehälter 30. Diejenige Zeit, die erforderlich ist, um den Flüssigkeitsstand der Meßkammer 30 vom unteren Füllstandsdetektor 26 bis zum oberen Füllstandsdetektor 27 zu erhöhen, wird von dem Mikroprozessor gemessen und dazu benutzt, die Laufgeschwindigkeit der Pumpe FP zu steuern. Wenn der obere Füllstandsdetektor 27 von dem oberen Füllstand der Meßkammer 30 aktiviert worden ist, wird das Ventil 29 geöffnet und die Flüssigkeit läuft aus der Meßkammer 30 schnell in den Ablauf 13 ab. Wenn der untere Füllstandsdetektor 26 vom unteren Füllstand aktiviert worden ist, wird das Ventil 29 wieder geschlossen, so daß die Pumpe FP die Meßkammer 30 von neuem füllt. Die Laufgeschwindigkeit der Pumpe FP wird nach jedem Entleerungsvorgang der Meßkammer 30 so korrigiert, daß die Förderrate der Pumpe FP exakt dem Flüssigkeitsanfall am Auslaß der Sekundärkammer 11b entspricht. Dies wird dadurch erreicht, daß die Laufgeschwindigkeit der Pumpe FP so eingestellt wird, daß sie der Füllzeit der Meßkammer 30 bei dem vorhergehenden Füllvorgang entspricht. Die Pumpe FP fördert also aus dem Dialysator 11 kontinuierlich eine Flüssigkeitsmenge, die exakt derjenigen Flüssigkeitsmenge entspricht, die aus der Sekundärkammer 11b abgeführt werden muß. Diese Flüssigkeitsmenge entspricht der Summe der der Sekundärkammer 11b von der Dialysierflüssigkeitspumpe DP zugeführten Flüssigkeit und dem Ultrafiltrat, das aus der Blutkammer 11a durch die Membran 11c hindurch in die Sekundärkammer 11b gelangt ist.

Der Substitutionsmonitor SM ist über eine Leitung 31 an einen Behälter 15 für Substitutionslösung anschließbar. Die Leitung 31 enthält ein Ventil 32, das gleichermaßen mit dem Meßbehälter 33 und dem Einlaß der Substitutionspumpe SP verbunden ist. Der Auslaß der Substitutionspumpe SP ist über eine Leitung 34 mit einem weiteren Einlaß des Pufferbehälters 16 des Blutmonitors BM verbunden.

Der Substitutionsmonitor SM liefert an den Blutmonitor BM eine Menge an Substitutionslösung mit einer bestimmten Förderrate. Diese Förderrate wird in der nachfolgend erläuterten Weise ermittelt. Die Überwachung der Förderrate erfolgt dadurch, daß die Laufgeschwindigkeit der Pumpe SP derart kontrolliert wird, daß diejenigen Zeit, die erforderlich ist, damit der Flüssigkeitsstand in der Meßkammer 33 vom oberen Füllstandsdetektor 27 bis zum unteren Füllstandsdetektor 26 absinkt einen Wert annimmt, der der vorgesehenen Förderrate entspricht. Zum Füllen der Meßkammer 33 wird das Ventil 32 geöffnet, so daß aus dem Behälter 15 Substitutionslösung unter Schwerkraftwirkung in den Meßbehälter 33 eingeführt wird. Bei Ansprechen des oberen Füllstandsdetektors 27 wird das Ventil 32 geschlossen und dann wird die Zeit gemessen, die zum Leeren der Meßkammer 33 benötigt wird. Die Geschwindigkeit der Pumpe SP wird danach so korrigiert, daß die Förderrate der Pumpe exakt dem vorgegebenen Wert entspricht.

Sämtliche verwendeten Pumpen FP, DP, SP und BP sind Schlauchpumpen, die beispielsweise als Rollenpumpen oder Taumelscheibenpumpen ausgebildet sind. Die Ventile 18, 23, 29 und 32 sind Schlauchventile, die die betreffende flexible Leitung abquetschen. Diese Ventile sind, ebenso wie die Pumpen von dem Mikroprozessor gesteuert.

Bei der Anwendung der Vorrichtung nach 1 zur kontinuierlichen arterio-venösen Hämodiafiltration (CAVHD) oder zur kontinuierlichen veno-venösen Hämodiafiltration (CVVHD) wird die Blutpumpe BP mit einer vorgewählten Geschwindigkeit betrieben. Ferner wird die Dialysierflüssigkeitspumpe DP derart gesteuert, daß dem Einlaß der Sekundärkammer 11b ein konstanter Fluß mit vorgewählter Flüssigkeitsrate (Volumen pro Zeiteinheit) zugeführt wird. Durch die Membran 11 gelangen Blutbestandteile von der Blutkammer 11a in die Sekundärkammer 11b, so daß die Menge der Flüssigkeit in der Sekundärkammer 11b sich erhöht. Das Filtrationsvolumen FV, das dem Filtrationsmonitor von der Sekundärkammer 11b angeboten wird, ist also größer als das Dialysierflüssigkeitsvolumen DV, das der Sekundärkammer 11b von dem Dialysierflüssigkeitsmonitor DFM zugeführt wird.

Das Substitutionsvolumen SV, das dem Blutmonitor BM von dem Substitutionsmonitor SM zugeführt werden muß, um eine ausgeglichene Men-

genbilanz zu erhalten, errechnet zu

$$SV = FV - DV$$

oder bei zusätzlich gewünschter Ultrafiltration zu

$$SV = FV - DV - UFV,$$

wobei UFV die Ultrafiltrationsrate ist.

Die Größe SV wird von dem Mikroprozessor errechnet und die Geschwindigkeit der Substitutionspumpe SP wird so eingestellt, daß diese Pumpe das errechnete Substitutionsvolumen SV pro Zeiteinheit fördert. Durch die Überwachung der Entleerungszeit der Meßkammer 33 wird die Einhaltung dieser Förderrate kontrolliert.

Fig. 2 zeigt die Vorrichtung nach Fig. 1 bei ihrer Verwendung ohne Substitutionslösung, wobei der Substitutionsmonitor SM fortgelassen oder abgeschaltet ist. Das dem Dialysator 11 zugeführte Dialysierflüssigkeitsvolumen DV wird entsprechend einer vorgewählten Rate von der Pumpe DP gefördert und das die Sekundärkammer 11b des Dialysators verlassende Filtrationsvolumen FV wird von dem Filtrationsmonitor FM in der oben beschriebenen Weise gemessen. Das Ultrafiltrationsvolumen UFV, also dasjenige Volumen, das die Dialysator-membran 11c pro Zeiteinheit passiert, wird als Ultrafiltrationsrate errechnet zu

$$UFV = FV - DV.$$

Bei dem Ausführungsbeispiel von Fig. 1 wird die Vorrichtung in Verbindung mit einem Dialysator oder Hämofilter für die CAVHD oder CVVHD benutzt. Dieselbe Vorrichtung kann auch in Verbindung mit einem Blutfilter für die kontinuierliche arterio-venöse Hämofiltration (CAVH) oder die kontinuierliche veno-venöse Hämofiltration (CVVH) benutzt werden. Bei diesen Filtrationen wird der Dialysator 11 durch ein Blutfilter 111 ersetzt, bei dem die Sekundärkammer 111b nur einen einzigen Anschluß als Auslaß aufweist. Ein Teil des im Blut enthaltenen Wassers passiert die Filtermembran 111c und gelangt in die Sekundärkammer 111b des Blutfilters, von wo es durch den Filtrationsmonitor FM abgeführt wird, so wie dies in den Fign. 3 und 4 dargestellt ist.

Fig. 4 zeigt ein Ausführungsbeispiel der Vorrichtung für die CAVH oder CVVH, wobei ebenfalls der Dialysierflüssigkeitsmonitor DFM nicht vorhanden oder nicht benutzt ist. Der Unterschied gegenüber dem ersten Ausführungsbeispiel besteht in dem abweichenden Aufbau des Filtrationsmonitors FM. Gemäß Fig. 4 ist die an die Sekundärkammer 111b des Blutfilters 111 angeschlossene Leitung 28 zu einer Meßkammer 30 geführt, die tiefer angeordnet ist als das Blutfilter 111, so daß das Filtrat unter Schwerkrafteinfluß in die Meßkammer 30 einfließen kann. Bei geöffnetem Ventil 37 wird diejenige Zeit gemessen, die zum Füllen der Meßkammer 30 erforderlich ist. Bei Erreichen des oberen Sensors 27 wird das Ventil 37 geschlossen und die

weiter anfallende Filtratmenge in einem Pufferbehälter 35 mit Belüftungsventil 36 zwischengespeichert und der Inhalt der Meßkammer 30 über die Hilfspumpe HP mit maximaler Fördergeschwindigkeit entleert. Bei Erreichen des unteren Sensors 26 wird die Pumpe gestoppt und Ventil 37 wieder geöffnet. Es steigt erneut Filtrat in die Meßkammer, bis der obere Sensor 27 wieder erreicht wird. Aus der Zeitspanne zwischen dem 1. und dem 2. Erreichen des Sensors 27, bzw. dem 2. und 3. Erreichen des Sensors 27, kann die jeweilige angefallene Filtratmenge bestimmt werden. Der Filtrationsmonitor FM von Fig. 4 kann natürlich auch in Verbindung mit einem Dialysator 11 verwendet werden.

Bei den Ausführungsformen von Fig. 3 und 4 wird die Förderrate SV der Substitutionspumpe SP so gesteuert, daß sie gleich der vom Filtrationsmonitor FM festgestellten Lieferrate FV der Sekundärkammer 111b des Filters 111 ist:

$$SV = FV$$

oder bei zusätzlich gewünschter Ultrafiltration

$$SV = FV - UFV.$$

Anstelle der Hilfspumpe HP kann auch ein Ventil vorgesehen werden und Meßkammer 30 entleert sich durch Schwerkraft.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung erlaubt die Entwässerung des Blutes eines Patienten und zusätzlich bei Nierenversagen eine Dialysebehandlung, wobei lediglich das Blutfilter (111) durch den Dialysator (11) ersetzt werden muß. Blutfilter und Dialysator sind leicht gegeneinander austauschbar bzw. auswechselbar.

## 35 Ansprüche

1. Vorrichtung zur kontinuierlichen Hämofiltration und Hämodiafiltration, mit einem eine Blutpumpe (BP) enthaltenden Blutmonitor (BM),  
einem in Reihe mit dem Blutmonitor (BM) an den Blutkreislauf des Patienten anschließbaren Blutfilter (111) oder Dialysator (11),  
und einer das Filtrat aus dem Blutfilter oder Dialysator ableitenden Ableitvorrichtung, **dadurch gekennzeichnet,**

daß die Ableitvorrichtung Bestandteil eines Filtrationsmonitors (FM) ist, der eine volumetrische Meßkammer (30) und eine Einrichtung zur Messung der zum Füllen der Meßkammer (30) benötigten Zeit und somit zur Messung des Anfalls von Filtrationsflüssigkeit, aufweist, und daß die Rate der Filtrationsflüssigkeit für eine Mengenbilanzierung der dem Patienten entnommenen und zugeführten Flüssigkeit ausgewertet wird.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß ein Substitutionsmonitor (SM) vorgesehen ist, der eine Behälter (15) mit Substitu-

tionslösung mit dem Blutmonitor (BM) verbindet und eine Substitutionspumpe (SP), eine volumetrische Meßkammer (33) und eine Einrichtung zur Messung der von der Substitutionspumpe (SP) zum Füllen oder Leeren dieser Meßkammer (33) benötigten Zeit, und somit zur Messung des Förderrate der Substitutionspumpe (SP), aufweist, und daß die Förderrate der Substitutionspumpe (SP) in Abhängigkeit von der gemessenen Füll- oder Entleerungszeit der Meßkammer (33) korrigiert wird.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß ein Dialysierflüssigkeitsmonitor (DFM) vorgesehen ist, der einen Behälter (14) mit Dialysierflüssigkeit mit dem Dialysator (11) verbindet und eine Dialysierflüssigkeitspumpe (DP), eine volumetrische Meßkammer (24) und eine Einrichtung zur Messung der von der Dialysierflüssigkeitspumpe (DP) zum Füllen oder Leeren dieser Meßkammer (24) benötigten Zeit, und somit zur Messung der Förderrate der Dialysierflüssigkeitspumpe (DP), aufweist, und daß die Förderrate der Dialysierflüssigkeitspumpe (DP) entsprechend der Füll- oder Entleerungszeit der Meßkammer (24) auf einen vorgegebenen Wert korrigiert wird.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Blutfilter (111) und der Dialysator (11) gegeneinander austauschbar bzw. austauschbar sind.

5. Vorrichtung nach den Ansprüchen 2 und 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Substitutionsmonitor (SM) und der Dialysierflüssigkeitsmonitor (DFM) von gleichem Aufbau sind.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Filtrationsmonitor (FM) von gleichem Aufbau ist wie der Substitutionsmonitor (SM) oder der Dialysierflüssigkeitsmonitor (DFM) und zusätzlich eine gegenüber der Meßkammer (30) erhöht angeordnete Pufferkammer (35) zur Aufnahme von der Meßkammer (30) zuzuführender Filtrierflüssigkeit aufweist, und daß eine Hilfspumpe (HP) oder ein Ventil die Flüssigkeit aus der Meßkammer (30) in einen Ablauf (13) leitet.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Filtrationsmonitor (FM) eine Flüssigkeit aus dem Filter (111) oder Dialysator (11) ansaugende Filtrationspumpe (FP) enthält, die die Flüssigkeit in den Meßbehälter (30) fördert, daß diese Flüssigkeit im Anschluß an das Füllen des Meßbehälters (30) über eine Ventilverrichtung (29) aus dem Meßbehälter (30) einem Ablauf (13) zugeführt wird, und daß die Förderrate der Filtrationspumpe (FP) in Abhängigkeit von der zum Füllen des Meßbehälters benötigten Zeit so verändert wird, daß die Entleerungszeit gleich der Füllzeit wird.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßkammer

(30) des Filtrationsmonitors (FM) an ihrem unteren Ende mit einer Einlaßleitung (28) und über ein Ventil (38) mit dem Ablauf (13) verbunden ist, wobei bei geschlossenem Ventil (38) die Füllzeit der Meßkammer (30) gemessen wird.

9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Hämo dialfiltration die Förderrate (SV) der Substitutionspumpe (SP) derart gesteuert ist, daß sie der Differenz (FV - DV) der Förderraten von Filtrationsmonitor (FM) und Dialysierflüssigkeitsmonitor (DFM) entspricht.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Hämo filtration die Förderrate (SV) der Substitutionspumpe (SP) derart gesteuert ist, daß sie der Förderrate (FV) des Filtrationsmonitors (FM) entspricht.

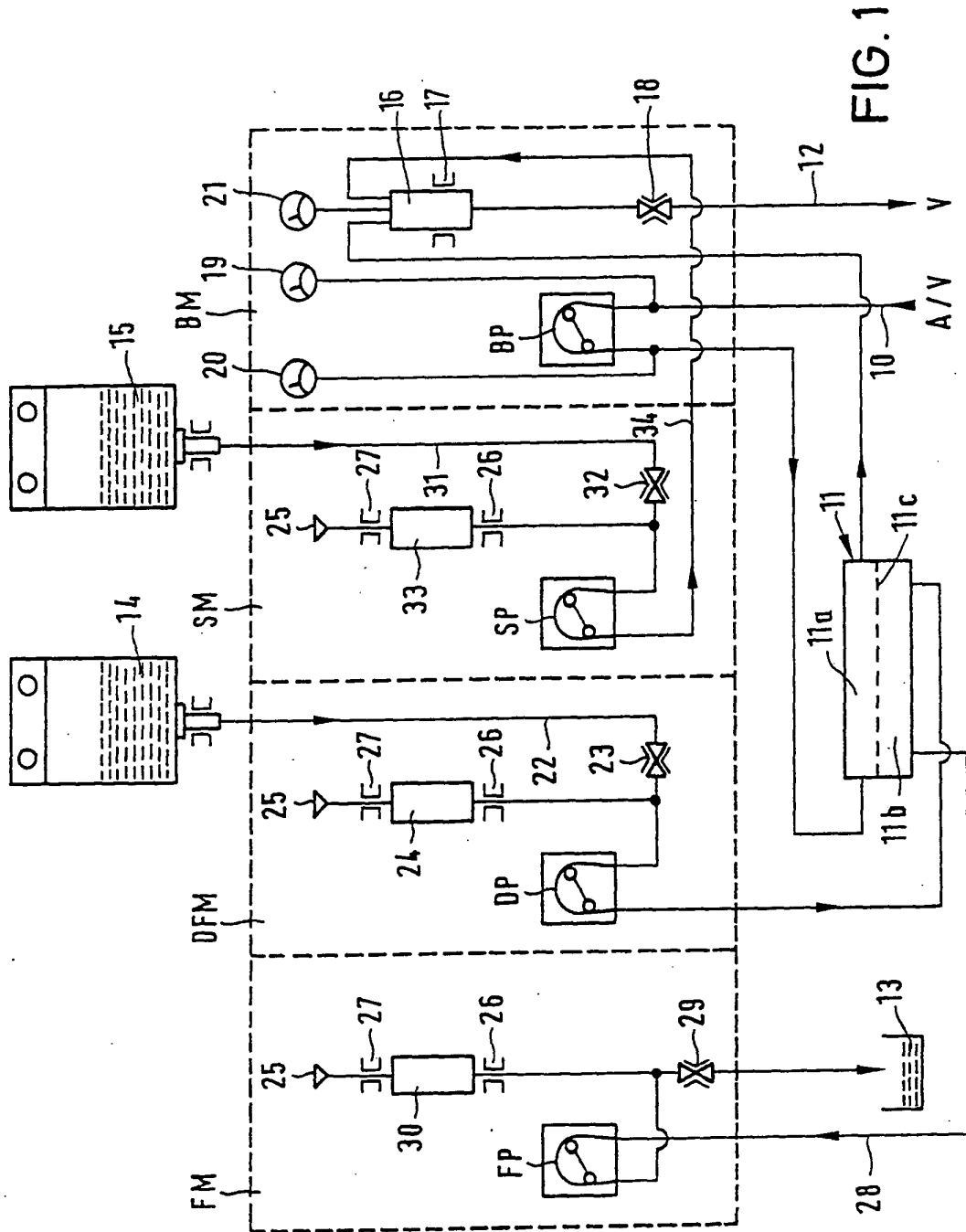


FIG. 1

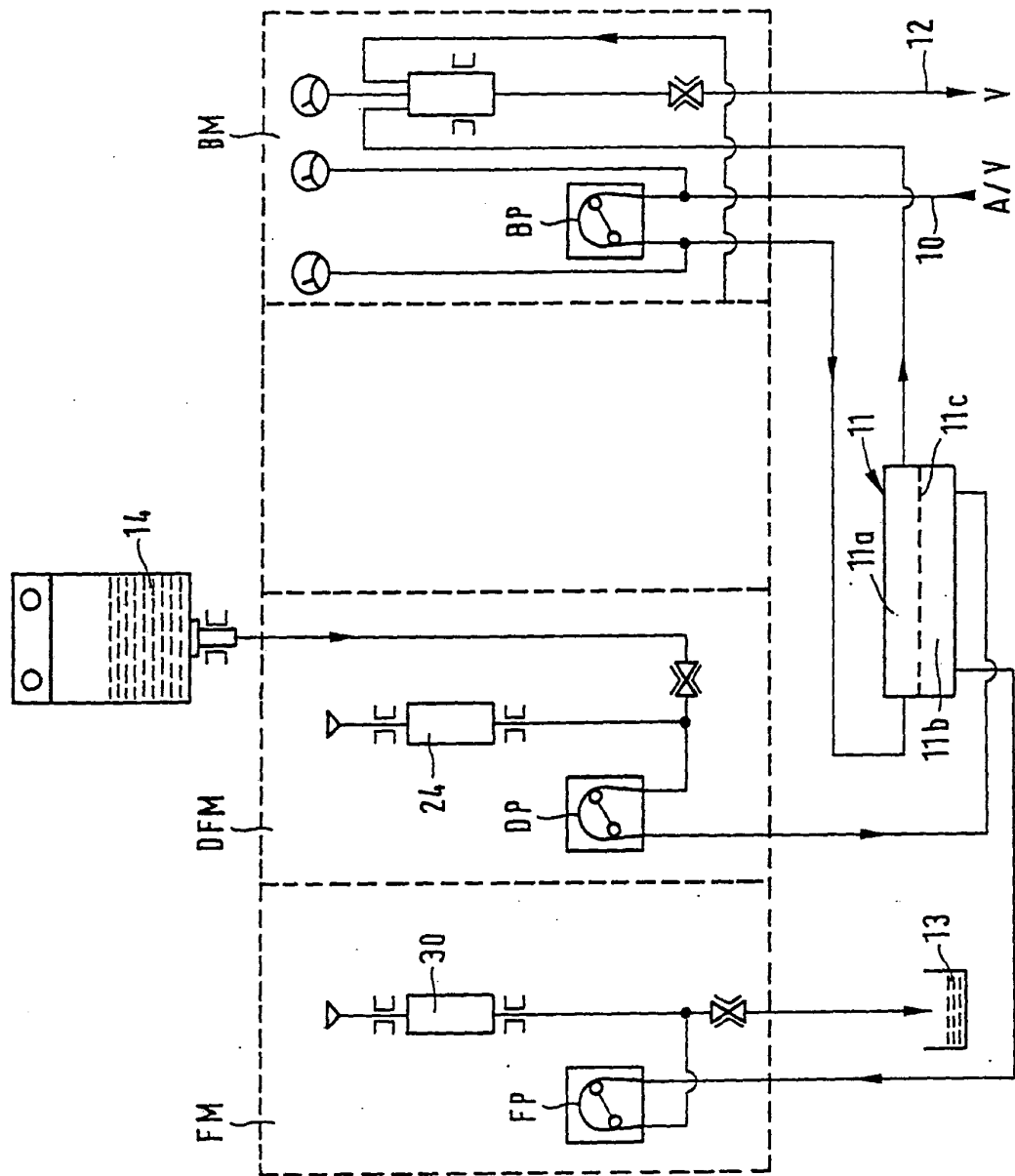


FIG. 2



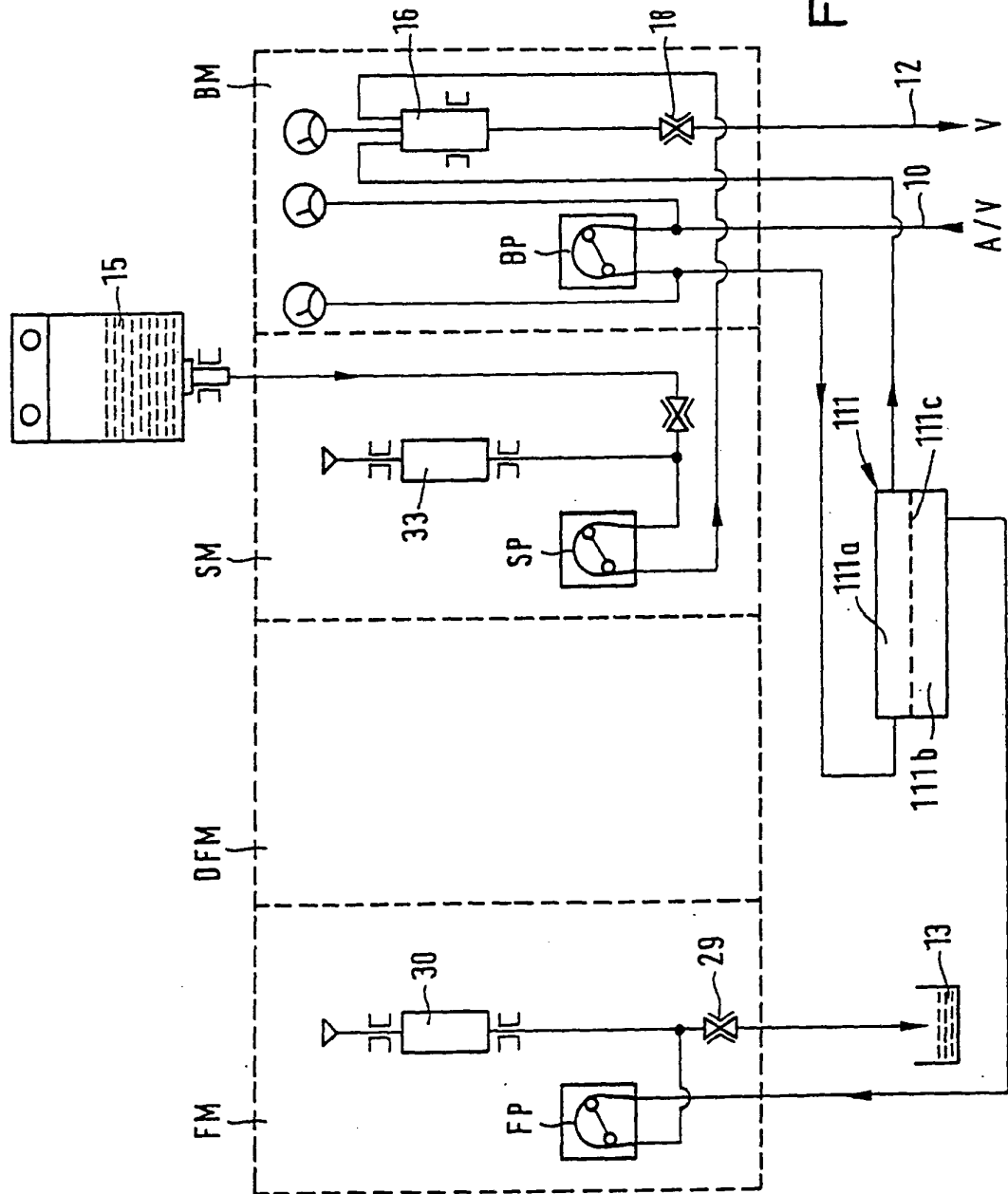
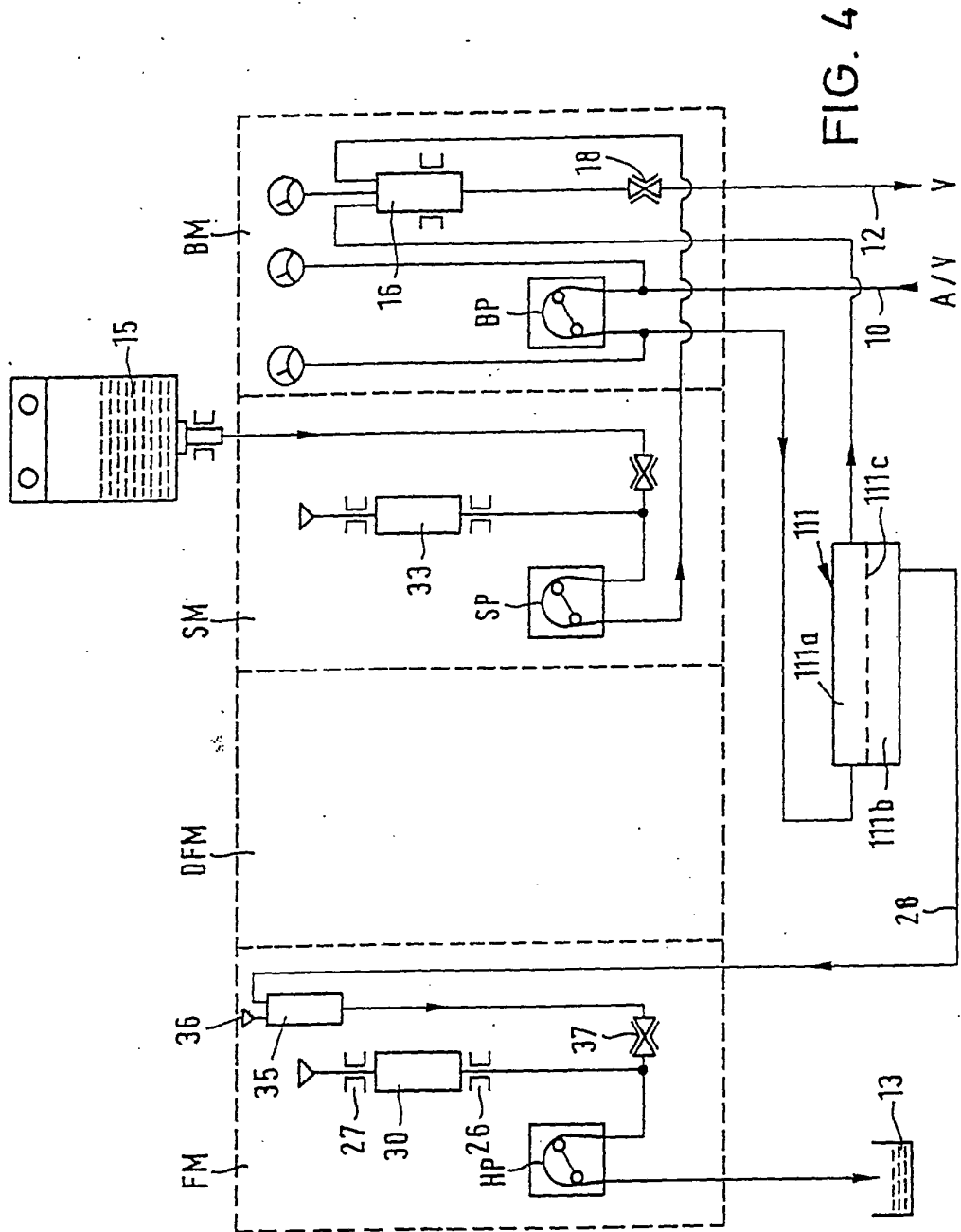


FIG. 3





Europäisches  
Patentamt

# EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 89 12 2250

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. CL.5)
Y	DE-A-3111061 (DAICEL CHEMICAL INDUSTRIES, LTD) * Seite 5, Zeilen 20 - 27 * * Seite 8, Zeile 1 - Seite 9, Zeile 25 * * Seite 14, Zeile 25 - Seite 17, Zeile 28; Figuren 1, 3, 4, 6 *	1-4, 7-10	A61M1/34
Y	EP-A-0222709 (SORIN BIOMEDICA S.P.A.) * Spalte 2, Zeilen 53 - 58 * * Spalte 3, Zeile 37 - Spalte 4, Zeile 18; Ansprüche 1, 2, 8; Figur 1 *	1-4, 7-10	
A	EP-A-0212127 (INTERMEDICAT GMBH) * Seite 3, Zeilen 27 - 32 * * Seite 7, Zeilen 10 - 31; Anspruch 1; Figur 1 *	1-4, 6	
A	DE-A-2634238 (FORSCHUNGSINSTITUT BERGHOF GMBH) * Seite 3, Zeilen 6 - 12; Ansprüche 1-3; Figur 1 *	1-4, 9, 10	
A	DE-A-2607022 (HUFLER) * Seite 3, Zeile 32 - Seite 4, Zeile 10; Ansprüche 1, 2; Figuren 1, 2 *	1, 2, 9, 10	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. CL.5)
A	DE-A-2838414 (FRESENIUS) * Ansprüche 1, 3; Figur 8 *	1	A61M
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort BERLIN		Abschlußdatum der Recherche 02 MAERZ 1990	Prüfer MICHELS N.
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument ..... & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

